Journal of Industrial Technology, Kangwon Natl. Univ., Korea, No. 43:1 (2023) 25~31
ISSN 1229-9588
eISSN 1598-1371
https://doi.org/10.22805/JIT.2023.43.1.025

액체금속을 활용한 신축성 전자소재 개발 동향

Study for the Liquid Metals Enabled Stretchable Electronics

이주형[a], 이윤수[b], 유진[b], 원서연[c], 임태환[d*]
Joo Hyung Lee[a], Yoon Su Lee[b], Jin Yoo[b], Seoyeon Won[c], Taehwan Lim[b*]

[a] The Research Institute of Industrial Science, Hanyang University, Research Assistant Professor, 222 Wangsimni-ro, Seoul 04763, South Korea
[b] Division of Chemical Engineering and Bioengineering, Kangwon National University, Undergraduate Student, 1 Gangwondaehakgil, Chuncheon, Gangwon-do 24341, South Korea
[c] Department of Chemical Engineering, University of Utah, Ph.D. Candidate, 201 Presidents` Cir, Salt Lake City, Utah 84112, United States
[d] Division of Chemical Engineering and Bioengineering, Kangwon National University, Assistant Professor, 1 Gangwondaehakgil, Chuncheon, Gangwon-do 24341, South Korea

Received 15 December 2023; Revised 23 December 2023; Accepted 27 December 2023

Abstract

Stretchable and flexible electronics that comply with dynamic movements and micromotion of the human tissues can enable real-time monitoring of physiologic signals onto the human skin and in the brain, respectively. Especially, gallium based liquid metal stretchable electronics can offer human-interactive biosensors to monitor various physiologic parameters. However, the liquid-like nature, surface oxidation and contamination by organic materials, and low biostability of the liquid metals have still limited the long-term use as bioelectronics. Here we introduced electrochemical deposition without oxidation pathways to overcome these practical challenges in liquid metal bioelectronics. CNT/PDDA composite with reduction way and PEDOT:BF_4 with oxidation way under organic solvent are suggested as rationally designed material engineering approaches. We confirmed that the structures with the soft, flexible, and stretchable liquid metal platform can successfully detect dopamine with a high sensitivity and selectivity, record neural signals including action potentials without scar formation, and monitor physiologic signals such as EMG and ECG.

Keywords: Stretchable electronics, Liquid metals, Gallium, Electrochemical, Biomedical, Sensors

1. 서 론

신축성 전자소재(stretchable electronics)는 인장환경에서도 일정 수준 이상의 전기전도도를 갖는 소재를 일컫으며, 재료의 특성 또는 소재의 구조설계를 통해 인장 시에도 전도체의 성질을 갖을 수 있도록 하는 연구가 활발하게 진행되고 있다[1-3]. 신축성 전자소재는 움직임 환경에서도 전도체 성질을 유지하도록 해주기 때문에, 웨어러블 전자소재(wearable electronics), 전자피부(on-skin electronics), 소프트 로보틱스(soft robotics), 및 생체 전자공학(bioelectronics)에 활용되고 있다[4-7].

인장 환경에서도 일정 수준의 전기적 성질을 발현하기 위해 크게 두 가지의 방법이 활용되고 있다. 첫 번째 방안은 전도성 첨가제의 접촉을 활용하는 방안이다. 신축성이 있는 모체(matrix)에 금속 또는탄소와 같은 전도성 첨가제를 혼입하여 전도성 복합체(conductive composite)을 제조하는 것을 기본으로 하며, 인장 시에도 전도성 첨가제 간의 접촉을 구현하여 전기적 성질을 유지하는 방법이다. 전도성 첨가제 간의 접촉 확률을 향상시키기 위해 나노구조 및 길이/지름(length/diameter) 비가 높은 첨가제를 제조하기 위

* Corresponding author. Tel.: +82-33-250-6334
fax: +82-33-250-5551
E-mail address: taehwan.lim@kangwon.ac.kr (Taehwan Lim).

한 연구가 활발하게 진행되고 있으며[8, 9], 연구된 첨가제가 혼입된 전도성 복합체가 높은 수준의 인장상태에서도 일정수준의 전기전도도를 갖음을 확인하였다[10, 11].

두 번째 방법은 전자소재의 구조를 활용한 방안이다. 유연한 전도체(flexible conductor)를 serpentine 또는 deterministic geometry와 같이 구불구불한 구조로 제조하여, 완벽하게 펼쳐질 때까지 전기저항 변화를 최소화하며 전도성 성질을 유지하는 방식이다. 이를 위해 전도성 물질을 더욱 효과적인 serpentine 형태로 배치하면서, 우수한 buckling 성질을 구현할 수 있도록 해주는 연구가 활발하게 진행되고 있다[12-14].

이와 같이 많은 연구가 진행되었지만, 두 가지 방안 모두 이상적인 신축성 전자소재 개발에 활용되기에 여전히 개선해야 할 점을 갖고 있다. 우선 첫 번째 방안은 인장 정도에 따라 전도성 첨가제의 접촉정도(percolation threshold)가 달라지므로, 전기저항이 지속적으로 증가하는 특정을 갖게된다. 이러한 전기저항 변화 특성으로 인해 변형 센서(strain sensors) 등의 응용 분야로 활용될 수 있으나[15-17], 안정적인 전기적 성질을 요구하는 다른 응용 분야에 활용하기에 부적합하다는 단점이 있다.

두 번째 방안의 경우, 구불구불하거나 접혀있는 전도체를 펼침으로써 인장 환경에 대응할 수 있으므로 전기저항 변화가 크지 않다는 장점이 있다. 하지만 구불구불한 또는 접혀있는 정도까지만 인장환경에 대응할 수 있기 때문에, 높은 인장률이 요구되는 환경에서는 사용할 수 없을 뿐 아니라 제조하는 방안이 쉽지 않은 단점을 갖고 있다. 따라서, 물질 자체가 본성적으로 늘어날 수 있는 소재에 대한 개발이 요구되고 있다.

액체금속은 액체의 성질인 재료 본성적인 신축성(intrinsic stretchability) 및 금속의 성질인 높은 전기전도도를 보여줄 수 있기 때문에, 신축성 전자소재 개발을 위한 이상적인 소재라 여겨지고 있다[18, 19]. 특히 갈륨(Gallium, Ga)기반 액체금속은 수은(Mercury, Hg)와 같은 액체금속에 비해 우수한 생체적합성(biocompatibility)를 보여주기 때문에, 신축성 전자소재의 주요 응용분야인 생체 전자공학에 활용하기 적합한 소재라 여겨지고 있다[18, 20]. 선형 패턴의 액체금속의 경우, 1,000% 신장 시에도 저항변화가 거의 없음이 확인되었으며, 고유한 표면 장력으로 인해 절단 및 압축 후에도 즉시 연결성(connectivity) 및 형태가 회복됨(resilience)을 확인하였다[20-22]. 하지만 산화 등 독특한 표면화학적 문제[23-25] 및 물리적 접촉에 의한 소재 손실[26] 등의 문제로 인해, 액체금속 그 자체를 전자소재로 활용하기 어렵다는 점이 확인되었다.

본 논문에서는 갈륨기반 액체금속을 활용하여 생체 전자재료를 제조하기 위한 방안 및 응용에 대해 논의하고자 한다. 우선적으로 갈륨의 표면이 생체환경에서 어떻게 변화하는 예측하는 실험 결과를 소개할 것이며, 이를 극복하기 위한 방안과 함께 도파민 측정(dopamine detection), 뇌파 신호 측정(neural signal monitoring), 및 생체신호 관측(physiologic signal monitoring)와 같은 대표적인 활용 예에 대해 논의할 것이다.

2. 본 론

2.1 생리학적 완충액 내 갈륨 표면의 화학적 분석

갈륨과 갈륨기반 액체금속은 액체와 같은 기계적 특성 및 금속 특유의 우수한 전기적 특성을 지니기 때문에 유연 및 신축성 전자소재의 재료로 각광받고 있지만, 생체 전자소재로 활용하기 위한 기초적인 연구가 많이 이루어져 있지 않다. 갈륨은 공기 중에서 쉽게 산화가 이루어지며, 3-4 nm 두께의 얇은 산화피막(Ga_2O_3)을 표면에 형성한다고 알려져있다[26]. 또한 갈륨을 수용액 상에서 보관하였을 때, 산화피막은 또다른 형태의 GaOOH와 같은 또다른 산화상태로 변형이 된다고 조사되었다[27]. GaOOH는 조건에 따라 Ga^{3+}로 해리될 수 있기 때문에, 결국 수용액 상에서의 갈륨은 이온을 표면에서 배출할 수 있다는 점이 확인되었다[28].

갈륨의 이러한 현상이 실제 생체환경에서 어떠한 표면 변화를 일으키는지 알아보기 위해, 본 연구에서는 갈륨 droplet을 대표적인 생리학적 완충액(physiologic buffer)인 Dulbecoo`s Modified Eagle`s Medium(DMEM)에 주사한 후 생체온도(37°C)에서 배양하며 갈륨 표면변화를 알아보았다[29]. 구체적으로, 순도 99.99999%의 갈륨 45 μL droplet을 40 ml의 DMEM solution에서 45일간 배양하였으며, 다양한 분광학 분석, 이미지, 및 X-ray 분석을 통해 표면 변화를 관측하였다. 모든 분석 결과물을 **Fig. 1**에 정리하였다.

우선, 갈륨이온(Ga^{3+}) 방출량이 DMEM 내에서 시간에 따라 square root 형태로 증가함을 확인하였으며, 반응 메카니즘이 $GaOOH + H_2O \rightarrow Ga^{3+} + 3OH^-$ 임을 증명하였다. Scanning microscopic image(SEM)을 통해 표면을 관측하였을 때, DMEM에서의 갈륨표면 변화는 공기중에서의 변화와 다름을 확인하였다. 갈륨이 DMEM 내에서 배양될 때 기존의 self-limited 산화거동을 넘어서 더욱 두터운(~10 nm) 산화막을 형성함을 확인하였으며, DMEM을 구성하고 있는 다양한 아미노산(amino acids) 및 탄수화물(carbohydrates)와 같은 유기물 기반 오염물 흡착(contamination)이 진행되었음을 확인할 수 있었다.

Fourier-transform infrared spectroscopy(FT-IR) 분석결과를 통해 6시간 배양 후 GaOOH가 우세하게 형성됨을 관측하였으며, 4일 후 유기물 기반 오염물이 모두 흡착되어 변화가 안정화되었음을 확인

하였다. 이는 갈륨이온 방출경향과 유사하다고 판단할 수 있다. 표면 오염물에 대한 정밀한 분석을 위해 X-ray photoelectron spectroscopy(XPS) 분석을 실시하였다. Ga 2p core-level 분석을 통해 산화막의 형성 여부를 결정할 수 있었으며, 정량분석을 통해 유기/이온층 passivation이 진행되었음을 확인하였다.

본 연구를 통해 갈륨이 생체환경에 노출되었을 때 산화에 의해 갈륨이온 및 수산화이온(OH^-)이 표면에 형성됨을 확인하였으며, 이는 주변 세포의 pH변화를 유도할 수 있다 가정할 수 있다. 또한 산화에 의해 활성화된 갈륨 표면은 유기막에 의한 passivation을 유도하였으며, 그 결과로 갈륨의 전기적, 전기화학적, 및 물리적 장점을 발현하는 데 부정적인 역할을 미칠 것이라 판단하였다. 따라서 갈륨기반 액체금속을 생체환경에 활용하기 위해서는 표면산화 및 오염을 방지하기 위한 노력이 수반되어야 한다는 결론을 내릴 수 있다.

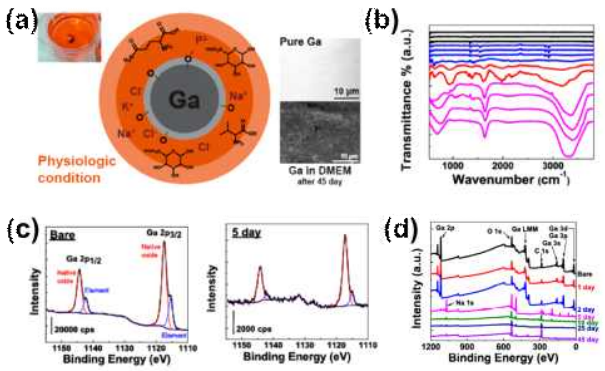

Fig. 1 (a) Schemetic illustraton showing the surface chemistry change with the aid of SEM images. (b) FT-IR spectra of the Ga droplet in DMEM for a week. (c) Ga 2p core-level spectra and (d) overall XPS survey scans of Ga surface for 45 days.

2.2 전기화학적 증착을 통한 액체금속 표면 코팅

갈륨기반 액체금속을 생체환경에서 전기화학적 분석 도구로 활용하기 위해, 갈륨표면에 산화저항성이 우수한 물질을 전기화학적 증착(electrochemical deposition)을 통해 코팅하는 방안을 제시하였다. 최적의 코팅물질을 선정하기 위해 다양한 실험을 수반하였다[30]. 실험결과를 **Fig. 2**에 제시하였다. Au nanoparticles layer의 경우 $HAuCl_4$의 환원반응으로부터 액체금속 표면에 형성될 수 있으며, 환원반응으로 진행되기 때문에 액체금속 표면에 형성되어있는 산화막 제거가 동시에 일어날 수 있다는 장점을 갖는 방법이라 여겨진다[31]. 하지만 나노크기의 Au layer는 낮은 기계적 강도로 인해 액체금속 표면에서 쉽게 붕괴되는 것을 관측하였다.

액체금속을 성공적으로 보호하기 위해 일정 수준의 기계적 강도를 요구함을 확인하였으며, 이에 대응하기 위해 전기전도성이 존재하는 carbon nanotube(CNT)/고분자 복합체를 코팅층으로 제시하였다. 기존에 자주 활용되던 poly(styrene sulfonate) (PSS)를 활용하여 CNT/PSS 복합체를 액체금속 표면에 코팅하고자 하였지만, 산화반응을 활용한 증착을 유도하기 때문에 코팅 과정 중 액체금속 표면에 bulk상의 갈륨산화막이 형성됨을 확인하였다. 액체금속과 CNT/PSS 복합체 layer 사이에 생성된 산화막은 액체금속의 전기화학적 물성 저하를 유도함을 bode plot impedance 및 cyclic voltametry(CV) 분석을 통해 확인하였다.

이러한 단점을 극복하기 위해, 음전하 기반의 PSS 대신 양전하 기반의 poly(diallydimethylammonium chloride)(PDDA)를 고분자 matrix로 활용하기로 결정하였다. 결국 환원반응을 통해 CNT/PDDA layer를 액체금속 표면에 증착시키는데 성공하였다. 다양한 분석을 통해 CNT/PDDA layer가 뛰어난 기계적 강도를 갖으며, 액체금속과의 결합안정성이 우수하며, 두께에 따라 전기화학적 물성이 증가함을 확인할 수 있었다. CNT/PDDA layer 표면에 마찬가지로 환원반응을 사용하여 Au nanoparticles layer를 추가로 증착하였을 EO, 전기화학적 물성이 매우 크게(impedance: $10^5 \rightarrow 10^3$@1kHz, charge storage capacity: 0.11 → 1.73 mC/cm^2) 증가함을 확인하였다. 이는 응용분야에 따라 전기화학적 물성을 다양하게 변화시킬 수 있는 맞춤형 플랫폼이라는 장점을 제공한다.

최종적으로, 액체금속의 유연성 및 신축성 장점을 유지하기 위해 순수 고분자로 이루어진 전도성 피막을 표면에 증착하고자 하는 시도를 진행하였다. 다양한 전도성 고분자 중 poly(3,4-ethylene dioxythiophene)(PEDOT)을 최종 코팅물질로 선정하였으며, 전기화학적 반응을 통해 액체금속 표면에 코팅하고자 하였다[31]. 일반적으로 활용되는 PEDOT:PSS를 액체금속 표면에 증착하기 위해서는, EDOT 및 PSS를 수용액 기반의 solution에 충분히 분산시킨 후 산화반응을 통해 증착과정이 진행된다. 이에따라 PEDOT:PSS를 액체금속 표면에 증착 가능하지만, 액체금속의 산화로 인해 전기화학적 물성이 매우 크게 감소함을 확인할 수 있었다. 결국 1) EDOT의 중합은 산화반응을 요구하며, 2) PSS dopant 물질은 반드시 수용액 기반 solution을 활용해야한다는 점을 극복해야만 PEDOT 코팅이 성공적으로 이루어 질 수 있다는 점을 확인하였다.

액체금속의 산화를 제어하기 위해 수용액 기반의 solution 대신 유기용매(organic solvent) 중 하나인 propylene carbonate(PC)을 solution으로 선정하였으며, PC에 soluble한 dopant인 tetraethylammonium tetrafluoroborate(TEA BF_4)를 활용하기로 결정하였다. 그 결과 산화반응을 활용하여 PEDOT:BF_4를 액체금속 표면에 증착하는데 성공하였으며, 무수화물 조건을 유지하였기 때문

에 액체금속의 산화를 성공적으로 방지하였음을 또한 확인하였다. PEDOT:BF_4는 CNT/PDDA와 달리 다공성(porous) 구조를 형성하기 때문에, pseudo-3D effect로 인해 낮은 impedance(10^4@1kHz) 및 높은 charge storage capacity(126.83 mC/cm^2)을 갖음을 확인하였다. 또한 고분자의 장점인 유연성 및 신축성 특징으로 인해 액체금속과 함께 150%까지 늘어날 수 있음을 확인하였다[32]. 마지막으로, 본 구조(액체금속/PEDOT:BF_4)를 체온으로 설정된 생리학적 완충액에 장시간(8주 이상) 보관하였을 때도 전기화학적 물성이 크게 변하지 않음을 확인하였다.

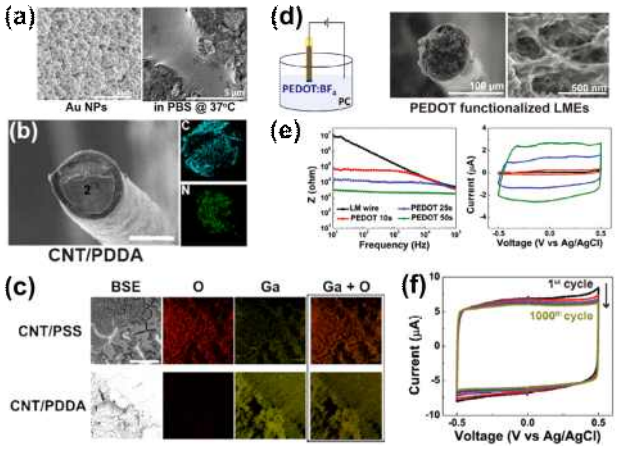

Fig. 2. (a) SEM images of Au functionalized on the liquid metal surface and after incubation(in PBS at 37°C) for a day. (b) SEM image of the CNT/PDDA composite with EDS images. (c) EDS analysis of the magnified liquid metal surface after removing CNT/polymer composite layers. (d) Illustration showing PEDOT:BF_4 electrochemical deposition and SEM images of PEDOT functionalized liquid metal based electrodes (LMEs). (e) Electrchemical porperties of PEDOT:BF_4 (left: bode impedance, right: CV curves). (f) Electrochemical stability confirmation form 1000-cycle successive CV scans (scan rate: 1.0 V/s).

2.3 액체금속 기반 전자기기의 응용분야

기존에 활용되는 금속 및 탄소소재 기반 전극은 우수한 전기화학적 분석 능력을 갖고 있지만, 전극 물질들의 높은 기계적 강도로 인해 연질의 세포 및 뇌조직에 많은 상흔(scar)을 남기는 단점이 있다. 반면, 액체금속은 액체와 유사한 기계적 강도를 가지고 있기 때문에, Young`s modulus가 0에 가깝다고 말할 수 있다. 인체 내 세포조직(human tissue)의 Young`s modulus가 10^1-10^2 kPa에 가깝기 때문에, 액체금속은 세포조직에 삽입되었을 때 세포조직에 괴사를 최소화할 수 있다는 장점을 갖는다. 이에 따라, 뇌에 직접 삽입되어 도파민 또는 뇌파신호를 측정하는 전극용 기판재료로 활용될 수 있다.

도파민 측정을 위해서는 우수한 전기화학적 물성을 갖아야 하며, 전자를 빠르게 전달하기 위해 전극조직이 조밀(compact)하게 구성되어함을 확인하였다[33]. 이에 적합한 구조로 CNT/PDDA layer를 도파민 측정을 위해 활용하기로 결정하였으며, 도파민의 농도를 변화시키며 액체금속 표면에 코팅된 CNT/PDDA의 도파민 측정 민감도(sensitivity)를 확인하였다. 또한, 뇌척수액(cerebrospinal fluid)의 다양한 성분 중 도파민을 검출할 수 있는 능력인 측정 선택성(selectivity) 또한 확인하여 CNT/PDDA layer의 활용 가능성을 확인하였다.

그 결과, CNT/PDDA layer는 23 nM의 도파민(Dopamine hydrochloride, DA)의 도파민을 인지할 수 있으며, 0.236 μA/μM의 측정 민감도를 갖는 것으로 확인되었다(**Fig. 3a**)[30]. 또한, 뇌척수액 요소인 ascrobic acid(AA) 및 uric acid(UA)가 도파민 대비 100배 이상 첨가된 뇌척수액 모사 용액(artificial cerebrospinal fluid, ACSF) 내에서도 도파민을 성공적으로 측정해 낼 수 있음을 확인하였다. 이는 액체금속 및 CNT/PDDA layer 조합이 뇌조직에 침투하여 상흔을 적게 형성하는 도파민 센서로 역할을 할 수 있다는 점을 증명한다.

도파민 측정과 달리, 뇌파신호 측정은 1kHz에서의 임피던스가 10^4-10^5 ohm 범위내 존재하며, 우수한 capacity를 갖는 구조일수록 유리하다고 알려져있다[34, 35]. 이에 따라, PEDOT:BF_4 layer가 코팅된 액체금속 구조체를 뇌파신호 측정을 위한 사용하기로 결정하였으며, 대표적 영장류(nonhuman primate)인 원숭이(adult male rhesus monkey, macaque mulatta, 10 kg)를 활용하여 뇌파측정 능력을 확인하였다. 그 결과, 액체금속 및 PEDOT:BF_4 조합이 성공적으로 뇌파신호 중 하나인 활동전위(action potential)를 읽어낼 수 있음을 확인하였으며, 움직임에 따라 다른 형태의 활동전위를 갖음 또한 PEDOT:BF_4 layer를 활용하여 파악할 수 있다는 결과를 얻었다. 뇌속에서 장시간 거치 시에도 활동전위 탐지 능력이 크게 감소하지 않음을 확인하였으며, 이는 해당 구조가 뇌조직에서 상흔을 적게 형성하면서 동시에 뇌파신호를 성공적으로 얻어낼 수 있음을 증명한다(**Fig. 3b**).

마지막으로, 평면형태의 액체금속 표면에 PEDOT:BF_4 코팅을 하였을 때, 액체금속의 산화가 방지될 뿐 아니라 피부와 접촉 후에도 액체금속의 손실이 일어나지 않음을 확인하였다[32]. 또한, PEDOT:BF_4 layer가 액체금속과 함께 인장 환경에 적응할 수 있음을 확인하였으며, 이는 고분자 특유의 점탄성 거동에서 기인한 것이라 판단된다[36]. 해당 구조를 팔목에 부착한 후 손가락의 움직

임에 따라 근전위도(electromyography, EMG)가 변화함을 성공적으로 측정할 수 있었다 (**Fig. 3c**). 본 구조는 손목의 정맥 움직임을 감지하여 심전도(electrocardiography, ECG)를 측정할 수 있음 또한 확인하였다[37]. 이러한 측정 기술을 통해 손가락의 움직임 경향성을 신호를 통해 파악 및 학습하여, hand gestures를 모사할 수 있는 로봇 시스템 구축이 가능하다. 또한, 심전도의 균일성 및 특이성을 학습하여 인간의 현재 건강상태를 파악할 수 있도록 도와줄 수 있다.

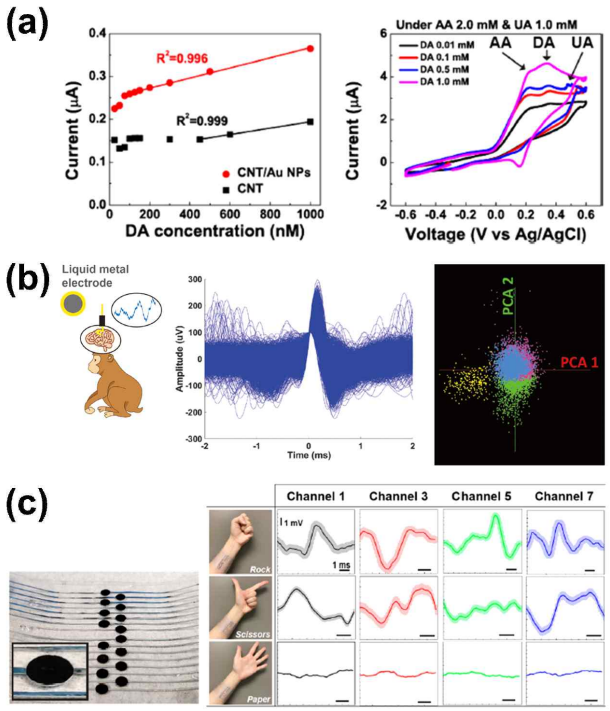

Fig. 3. (a) Linear fit result over R^2=0.99 in a range of 25 nM to 1 μM DA concentration measured by CNT/PDDA with Au NPs(red) and CNT/PDDA(black) nanocomposites layers(left) and CV curves with DA concentrations under 2.0 mM AA and 1.0 mM UA physiological buffer(right). (b) Acute single-unit action potential recording from a nonhuman primate illustrated at left scheme; resampled at 1 kHz with piled single-unit action potentials from acute successive recording signals(middle) and principal component analysis(PCA) result showing distinct clusters(right). (c) Images of a 16-channel EMG sensor with a magnified recording side after PEDOT:BF_4 encapsulation(left) and repeated patterns of the wrinkled PEDOT:BF_4 based EMG signals with the standard deviation(blurred) obtained from each channel pair(N=10, right).

3. 결 론

최근 웨어러블 전자소재, 전자 피부 및 생체 전자소자에 대한 필요성이 대두됨에 따라 신축성 전자소재 연구에 대한 관심이 크게 증가하고 있다. 다양한 소재 및 구조디자인을 통해 신축성 전자소재를 제조하였지만, 현재의 재료들은 본질적으로 신축성이 없기 때문에 이상적인 소재와는 다소 격차가 있다고 할 수 있다. 본 논문은 본질적으로 신축성을 갖을 수 있는 액체금속을 활용하여 신축성 전자소재를 개발하기 위한 연구에 대해 다루고 있다. 우선적으로 갈륨기반 액체금속을 생체환경에 활용하기 위한 문제점을 파악한 후, 이를 극복하기 위한 다양한 방안, 그리고 연구개발 결과를 통해 구현한 실제 응용결과에 대해 소개하고 있다.

References

[1] Rao, Z., Ershad, F., Almasri, A., Gonzalez, L., Wu, X., Yu, C., 2020, Soft Electronics for the Skin: From Health Monitors to Human-Machine Interfaces, Adv. Mater. Technol. 5:9 2000233.

[2] Ma, Z., Huang, Q., Xu, Q., Zhuang, Q., Zhao, X., Yang, Y., Qiu, H., Yang, Z., Wang, C., Chai, Y., Zheng, Z., 2021, Permeable Superelastic Liquid-Metal Fibre Mat Enables Biocompatible and Monolithic Stretchable Electronics, Nat. Mater. 20:6 859-868.

[3] Mishra, S., Kim, Y.-S., Intarasirisawat, J., Kwon, Y.-T., Lee, Y., Mahmood, M., Lim, H.-R., Herbert, R., Yu, K. J., Ang, C. S., Yeo, W.-H., 2020, Soft Wireless Periocular Wearable Electronics for Real-Time Detection of Eye Vergence in a Virtual Reality toward Mobile Eye Therapies, Sci. Adv. 6:11 aay1729.

[4] Kwak, J. W., Han, M., Xie, Z., Chung, H. U., Lee, J. Y., Avila, R., Yohay, J., Chen, X., Liang, C., Patel, M., Jung, I., Kim, J., Namkoong, M., Kwon, K., Guo, X., Ogle, C., Grande, D., Ryu, D., Kim, D. H., Madhvapathy, S., Liu, C., Yang, D. S., Park, Y., Caldwell, R., Banks, A., Xu, S., Huang, Y., Fatone, S., Rogers, J. A., 2020, Wireless Sensors for Continuous, Multimodal Measurements at the Skin Interface with Lower Limb Prostheses, Sci. Transl. Med. 12:574 abc4327.

[5] Wang, B., Facchetti, A., 2019, Mechanically Flexible Conductors for Stretchable and Wearable E-Skin and E-Textile Devices, Adv. Mater. 31:28 1901408.

[6] Qi, D., Zhang, K., Tian, G., Jiang, B., Huang, Y., 2021, Stretchable Electronics Based on PDMS Substrates, Adv. Mater. 33:6 2003155.

[7] Cao, Z., Wang, R., He, T., Xu, F., Sun, J., 2018, Interface-Controlled Conductive Fibers for Wearable Strain Sensors and Stretchable Conducting Wires, ACS Appl. Mater. Interfaces 10:16 14087-14096.

[8] Fan, J. A., Yeo, W.-H., Su, Y., Hattori, Y., Lee, W., Jung, S.-Y., Zhang, Y., Liu, Z., Cheng, H., Falgout, L., Bajema, M., Coleman, T., Gregoire, D., Larsen, R. J., Huang, Y., Rogers, J. A., 2014, Fractal Design Concepts for Stretchable Electronics, Nat. Commun. 5 3266.

[9] Rogers, J. A., Someya, T., Huang, Y., 2010, Materials and Mechanics for Stretchable Electronics, Science 327:5973 1603-1607.

[10] Liu, S., Shah, D. S., Kramer-Bottiglio, R., 2021, Highly Stretchable Multilayer Electronic Circuits Using Biphasic Gallium-Indium, Nat. Mater. 20:6 851-858.

[11] Veerapandian, S., Jang, W., Seol, J. B., Wang, H., Kong, M., Thiyagarajan, K., Kwak, J., Park, G., Lee, G., Suh, W., You, I., Kılıç, M. E., Giri, A., Beccai, L., Soon, A., Jeong, U., 2021, Hydrogen-Doped Viscoplastic Liquid Metal Microparticles for Stretchable Printed Metal Lines, Nat. Mater. 20:4 533-540.

[12] Dickey, M. D., 2017, Stretchable and Soft Electronics Using Liquid Metals, Adv. Mater. 29:27 1606425.

[13] Li, G., Sun, F., Chen, H., Jin, Y., Zhang, A., Du, J., 2021, High-Efficiency Large-Area Printed Multilayer Liquid Metal Wires for Stretchable Biomedical Sensors with Recyclability, ACS Appl. Mater. Interfaces 13:48 56961-56971.

[14] Kozai, T. D. Y., Langhals, N. B., Patel, P. R., Deng, X., Zhang, H., Smith, K. L., Lahann, J., Kotov, N. A., Kipke, D. R., 2012, Ultrasmall Implantable Composite Microelectrodes with Bioactive Surfaces for Chronic Neural Interfaces, Nat. Mater. 11:12 1065-1073.

[15] Li, G., Qiu, Z., Wang, Y., Hong, Y., Wan, Y., Zhang, J., Yang, J., Wu, Z., Hong, W., Guo, C. F., 2019, PEDOT:PSS/Grafted-PDMS Electrodes for Fully Organic and Intrinsically Stretchable Skin-like Electronics, ACS Appl. Mater. Interfaces 11:10 10373-10379.

[16] Kayser, L. V., Lipomi, D. J., 2019, Stretchable Conductive Polymers and Composites Based on PEDOT and PEDOT:PSS, Adv. Mater. 31:10 1806133.

[17] Mohan, A., Ashraf, P. M., 2019, Biofouling Control Using Nano Silicon Dioxide Reinforced Mixed-Charged Zwitterionic Hydrogel in Aquaculture Cage Nets, Langmuir 35:12 4328-4335.

[18] Kim, J.-H., Kim, S., So, J.-H., Kim, K., Koo, H.-J., 2018, Cytotoxicity of Gallium-Indium Liquid Metal in an Aqueous Environment, ACS Appl. Mater. Interfaces 10:20 17448-17454.

[19] Eaker, C. B., Dickey, M. D., 2016, Liquid Metal Actuation by Electrical Control of Interfacial Tension, Appl. Phys. Rev. 3:3 031103.

[20] Kalantar-Zadeh, K., Tang, J., Daeneke, T., O'Mullane, A. P., Stewart, L. A., Liu, J., Majidi, C., Ruoff, R. S., Weiss, P. S., Dickey, M. D., 2019, Emergence of Liquid Metals in Nanotechnology, ACS Nano 13:7 7388-7395.

[21] Shu, J., Ge, D. A., Wang, E., Ren, H., Cole, T., Tang, S. Y., Li, X., Zhou, X., Li, R., Jin, H., Li, W., Dickey, M. D., Zhang, S., 2021, A Liquid Metal Artificial Muscle, Adv. Mater. 33:43 2103062.

[22] Ma, Z., Huang, Q., Xu, Q., Zhuang, Q., Zhao, X., Yang, Y., Qiu, H., Yang, Z., Wang, C., Chai, Y., Zheng, Z., 2021, Permeable Superelastic Liquid-Metal Fibre Mat Enables Biocompatible and Monolithic Stretchable Electronics, Nat. Mater. 20:6 859-868.

[23] Khan, M. R., Eaker, C. B., Bowden, E. F., Dickey, M. D., 2014, Giant and Switchable Surface Activity of Liquid Metal via Surface Oxidation, Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A. 111:39 14047-14051.

[24] Ding, Y., Zeng, M., Fu, L., 2020, Surface Chemistry of Gallium-Based Liquid Metals, Matter 3:5 1477-1506.

[25] Jewett, S. A., Makowski, M. S., Andrews, B., Manfra, M. J., Ivanisevic, A., 2012, Gallium Nitride Is Biocompatible and Non-Toxic before and after Functionalization with Peptides, Acta Biomater. 8:2 728-733.

[26] Wissman, J., Dickey, M. D., Majidi, C., 2017, Field-Controlled Electrical Switch with Liquid Metal, Adv. Sci. 4:12 1700169.

[27] Zhang, Y. C., Wu, X., Hu, X. Y., Shi, Q. F., 2007, A Green Hydrothermal Route to GaOOH Nanorods, Mater. Lett. 61:7 1497-1499.

[28] Zhao, Y., Frost, R. L., Yang, J., Martens, W. N., 2008, Size and Morphology Control of Gallium Oxide Hydroxide GaO(OH), Nano-to Micro-Sized Particles by Soft-Chemistry Route without Surfactant, J. Phys. Chem. C 112:10 3568-3579.

[29] Lim, T., Ring, T. A., Zhang, H., 2022, Chemical Analysis of the Gallium Surface in a Physiologic Buffer, Langmuir 38:22 6817-6825.

[30] Lim, T., Zhang, H., 2021, Multilayer Carbon Nanotube/Gold Nanoparticle Composites on Gallium-Based Liquid Metals for Electrochemical Biosensing, ACS Appl. Nano Mater. 4:11 12690-12701.

[31] Lim, T., Kim, M., Akbarian, A., Kim, J., Tresco, P. A., Zhang, H., 2022, Conductive Polymer Enabled Biostable Liquid Metal Electrodes for Bioelectronic Applications, Adv. Healthc. Mater. 11:11 2102382.

[32] Lim, T., Won, S., Kim, M., Trout, A., Kim, J., George, A., Zhang, H., 2022, Multiscale Material Engineering of a Conductive Polymer and a Liquid Metal Platform for Stretchable and Biostable Human-Machine-Interface Bioelectronic Applications, ACS Mater. Lett. 4:11 2289-2297.

[33] Shu, Y., Lu, Q., Yuan, F., Tao, Q., Jin, D., Yao, H., Xu, Q., Hu, X., 2020, Stretchable Electrochemical Biosensing Platform Based on Ni-MOF Composite/Au Nanoparticle-Coated Carbon Nanotubes for Real-Time Monitoring of Dopamine Released from Living Cells, ACS Appl. Mater. Interfaces 12:44 49480-49488.

[34] Luan, L., Robinson, J. T., Aazhang, B., Chi, T., Yang, K., Li, X., Rathore, H., Singer, A., Yellapantula, S., Fan, Y., Yu, Z., Xie, C., 2020, Recent Advances in Electrical Neural Interface Engineering: Minimal Invasiveness, Longevity, and Scalability, Neuron 108:2 302-321.

[35] He, F., Lycke, R., Ganji, M., Xie, C., Luan, L., 2020, Ultraflexible Neural Electrodes for Long-Lasting Intracortical Recoding, iScience 23:8 101387.

[36] Mou, L., Qi. J., Tang, L., Dong, R., Xia, Y., Gao, Y., Jiang, X., 2020, Highly Stretchable and Biocompatible Liquid Metal-Elastomer Conductors for Selt-Healing Electronics, Small 16:51 2005336.

[37] Vela, L., Crandall, H., Lim, T., Zhang, F., Gibbs, A., Mitchell, A., Condon, A., Diamond, L., Zhang, H., Sanchez, B., 2023, IoMT-Enabled Stress Monitoring in a Virtual Reality Environment and at Home, IEEE Internet Things J. 10:12 10649-10661.

대 표 저 자 소 개

임 태 환(Taehwan Lim)

- 2012년 2월 : 한양대학교 유기나노공학과 (공학석사)
- 2021년 12월 : University of Utah, Chemical Engineering (공학박사)
- 2023년 8월 : 한국생산기술연구원 (포스트닥터)
- 2023년 9월 ~ 현재 : 강원대학교 화학공학전공 (조교수)

<주요 연구 분야>

- 고분자합성, 중합 및 가공
- Material design을 활용한 바이오메디컬 전자장비 응용